[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 6/00 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/145 (2006.01)

[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410019320.8

[45] 授权公告日 2007 年 2 月 14 日

[11] 授权公告号 CN 1299646C

[22] 申请日 2004.5.21
[21] 申请号 200410019320.8
[73] 专利权人 天津大学
地址 300072 天津市南开区卫津路 92 号
[72] 发明人 李 刚 王 焱 林 凌
[56] 参考文献
CN1384348A 2002.12.11
WO01/60248A1 2001.8.23
WO00/53085A1 2000.9.14
WO98/34097A1 1998.8.6
审查员 王翠平

[74] 专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代理事务所
代理人 程毓英

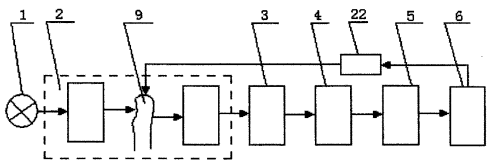
权利要求书 3 页 说明书 7 页 附图 3 页

[54] 发明名称

组织成份检测的变光路时域分光差分光谱仪及检测方法

[57] 摘要

本发明公开了一种测量准确、操作方便，并可同时测量多种组织成份的组织成份检测的变光路时域分光差分光谱仪，包括宽带光源、分光装置及其光路、光敏传感器、模拟检测通道、A/D 转换模块、挤压装置、CPU 及其外围电路；所述的宽带光源的带宽是 600 ~ 1300nm；所述分光装置及其光路包括分光器件和与其相配套的光路器件；所述分光器件采用 AOTF、滤光片或傅立叶分光仪；由上述 A/D 转换后的信号经 CPU 处理获得第一组光谱；所述电磁挤压装置对被测人体组织进行施压改变光路长以获得第二组光谱；从所述第一和第二组光谱的差分光谱中得到组织成分中的主要成分的含量。本发明中还公开了上述光谱仪的检测方法。



1．一种用于组织成份检测的变光路时域分光差分光谱仪，其特征在于：包括宽带光源（1）、分光装置及其光路（2）、光敏传感器（3）、模拟检测通道（4）、A/D 转换模块（5）、挤压装置（22）、CPU（6）及其外围电路；所述的宽带光源（1）采用带宽在 600～1300nm 的可见光乃至近红外光；所述分光装置及其光路（2）包括分光器件和与其相配套的光路器件；所述相配套的光路器件采用下述装置之一：聚光镜、狭缝、小孔；

所述分光器件采用 AOTF（8）、滤光片（15）或傅立叶分光光谱仪（11）；

若所述分光器采用 AOTF（8），则光路中包括宽带光源（1）、第一聚光镜（7）、AOTF 分光器件（8）、被测人体组织（9）、第二聚光镜（10）和光敏传感器（3）；所述 AOTF（8）的作用是将所述宽带光源（1）的出射光进行聚焦和分光后入射到被测人体组织（9），并采集出射光，聚焦后输出光束；即，所述宽带光源（1）的出射光经第一聚光镜（7）成为平行光入射到 AOTF 晶体，在 CPU（6）的控制下，AOTF 晶体将平行光分时调制成不同波长的单色光入射到被测组织（9）后经第二聚光镜（10）将被测人体组织（9）的出射光聚焦，由处于焦点处的光敏传感器（3）进行光电变换；或

若所述分光器采用滤光片（15）时，则光路包括宽带光源（1）、第一聚光镜（7）、滤光片（15）、被测人体组织（9）、第二聚光镜（10）和光敏传感器（3）；所述滤光片（15）的作用是将所述宽带光源（1）的出射光进行聚焦和分光后入射到被测人体组织（9），并采集出射光，聚焦后输出光束；即，所述宽带光源（1）的出射光经第一聚光镜（7）成为平行光入射到滤光片（15），在 CPU（6）的控制下，滤光片（15）将平行光分时调制成不同波长的单色光入射到被测人体组织（9）后经第二聚光镜（10）将被测人体组织（9）的出射光聚焦，由处于焦点处的光敏传感器（3）进行光电变换；或

若所述分光器采用傅立叶分光光谱仪（11），则光路包括宽带光源（1）、第一聚光镜（7）、被测人体组织（9）、第二聚光镜（10）、傅立叶分光光谱仪（11）和光敏器件（3）；所述傅立叶分光光谱仪（11）的作用是将宽带光源（1）的出射光聚焦后入射到被测人体组织（9），并采集出射光，聚焦和分光后输出多个单色光光束；即，所述宽带光源（1）的出射光经过第一聚光镜（7）成为平行光入射到被测人体组织（9），出射光经第二聚光镜（10）送入傅立叶分光光谱仪（11），其输出的单色光由光敏传感器（3）进行光电变换；

由上述 A/D 转换后的信号经 CPU（6）处理获得第一组光谱；所述电磁挤压装置（22）对被测人体组织（9）进行施压改变光路长以获得第二组光谱；从所述第一和第二组光谱的差分光谱中得到组织成分中的主要成分的含量。

2．根据权利要求 1 所述的一种用于组织成份检测的变光路时域分光差分光谱仪，其特征在于，所述光敏传感器（3）的作用是进行光电转换，所述光敏传感器（3）采用下述装置之一：光敏管和砷镓铟光敏器件。

3．根据权利要求 1 所述的一种用于组织成份检测的变光路时域分光差分光谱仪，其特征在于，所述模拟检测通道（4）的作用是将光敏传感器（3）的输出信号转换成与 A/D

转换模块（5）匹配的电压信号，根据采用的检测方法不同，所述模拟检测通道（4）包括光敏传感器（3）、I/V 变换电路（16）、隔直电路（13）、模拟开关（17）、滤波器（19）、相敏检波电路（25）、抗混叠滤波器（31）和 A/D 转换电路（21），所述滤波器（19）的中心频率根据波长切换频率设定，取每一波长由 AOTF 光波的出射频率。

4．根据权利要求 3 所述的一种用于组织成份检测的变光路时域分光差分光谱仪，其特征在于，所述模拟检测通道（4）中光敏传感器（3）对信号进行光电转换后，通过 I/V 变换电路（16）可达到一定幅值的电压输出，而且模拟开关（17）的通道数及模拟检测通道（4）的数目，与所采用的经过分光器件分光后的特征光波长数目一致；模拟开关（17）的切换与分光器件的波长切换同步动作，由此将不同波长入射光产生的光电信号分别传输到相应的模拟检测通道（4）中；每一模拟检测通道（4）具有相同的转换模块，包括滤波电路模块、放大电路模块，其输出是对应于该波长入射光，经过模拟开关（17）调制的高频电压信号；所述相敏检波电路（25）将对应于光强的信号检出，通过模拟开关（17）切换到 A/D 转换电路（21），转换成数字信号，供 CPU（6）进行后期处理。

5．根据权利要求 1 所述的一种用于组织成份检测的变光路时域分光差分光谱仪，其特征在于，所述 A/D 转换模块（5）的作用是将模拟电压信号转换成数字信号，并传递给所述的 CPU（6）；所述 A/D 转换模块（5）包括 A/D 转换器件及其接口电路；或所述 A/D 转换模块（5）集成在 CPU 电路中。

6．根据权利要求 1 所述的一种用于组织成份检测的变光路时域分光差分光谱仪，其特征在于，所述 CPU（6）及其外围电路包括 CPU 芯片及其最小扩展系统、接口电路、输出电路及装置、人机对话模块、控制电路；所述 CPU（6）及其外围电路的作用是接受所述 A/D 转换模块（5）传递来的数字信号，并进行后期处理和必要的输出，同时对系统进行总体控制和人机对话过程。

7．一种用于组织成份检测的变光路时域分光差分检测方法，其特征在于，所述检测方法包括以下步骤：

第一步骤，连接好包括宽带光源（1）、分光装置及其光路（2）、光敏传感器（3）、模拟检测通道（4）、A/D 转换模块（5）、CPU 及其外围电路（6）所组成的用于组织成份检测的变光路时域分光差分光谱仪；所述宽带光源（1）采用带宽在 600～1300nm 的可见光乃至近红外光；

第二步骤，将被测人体组织（9）以自由状态置于所述光路中；

第三步骤，根据光路中所采用的分光器件是 AOTF，或滤光镜，或傅立叶分光光谱仪不同，对入射光的处理过程是下述情形之一：

当光路中的分光器件采用 AOTF（8）时，宽带光源（1）的出射光经第一聚光镜（7）进行聚焦和分光后，成为平行光入射到 AOTF 晶体，在 CPU（6）的控制下，AOTF 晶体将平行光分时调制成不同波长的单色光入射到被测组织（9）上，采集所述出射光经第二聚光镜（10）聚焦后输出光束；或

当光路中的分光器件采用滤光片（15）时，首先，将宽带光源（1）的出射光经第一聚光镜（7）进行聚焦和分光后，将单色光分时入射到被测人体组织（9），所述第二聚光

镜（10）采集通过被测人体组织（9）的出射光聚焦后输出光束；或

当光路中的分光器件采用傅立叶分光光谱仪（11）时，首先，将宽带光源（1）的出射光经第一聚光镜（7）聚焦后入射到被测人体组织（9），其出射光经过第二聚光镜（10）送入傅立叶分光光谱仪（11），所述傅立叶分光光谱仪（11）对出射光进行采集、聚焦和分光，并输出多个单色光光束；

所述光敏传感器（3）对上述输出的光束进行光电变换；

第四步骤，上述变换后的信号进入模拟检测通道（4），通过 I/V 变换电路（16）达到一定幅值的电压输出；所述模拟开关（17）的通道数及模拟检测通道（4）的数目，与所采用的经过分光器件分光后的特征光波长数目一致；所述模拟开关（17）的切换与分光器件的波长切换同步动作，由不同波长入射光所产生的光电信号分别传输到相应的模拟检测通道（4）中；每一模拟检测通道（4）具有相同的转换模块包括滤波电路模块和相敏检波电路模块，其输出是对应于某一波长入射光，经过模拟开关（17）调制的高频电压信号；相敏检波电路（25）将光谱信号检出，由此，完成分时采集不同模拟检测通道（4）的输出信号，并通过模拟开关（17）切换到 A/D 转换电路（21），转换成数字信号；

第五步骤，将上述 A/D 转换的数字信号送入 CPU（6）进行处理，首先，将表征不同波长差分光谱的数据分离，即将源自于分光器件同一波长出射光的信号，组合在一起，形成与该波长相对应的光电信号描记序列。其次，提取每组信号的幅值，从而获得一组光谱；

第六步骤，应用电磁挤压装置（22）向被测人体组织（9）施加压力，以改变光路长，然后，重复上述第三、第四和第五步骤过程，即可检测出被测人体组织（9）的另一组吸收光谱；

第七步骤，将上述两组光谱相减获得差分光谱；然后，通过化学计量方法，从差分光谱中计算得出被测人体动脉血液中的主要成分的含量。

组织成份检测的变光路时域分光差分光谱仪及检测方法

技术领域

本发明涉及一种临床医学检验仪器及方法，特别涉及一种组织成份测量仪器及方法。

背景技术

组织成份的无创检测，对于疾病的诊断和治疗，其重要性和巨大价值是毫无疑问。不仅于此，实现组织成份的无创检测，在信号传感、检测与处理也有极大的学术意义和价值。

1977 年美国科学家 Jobsis 首次报道了用近红外光观察成年猫脑内氧合血红蛋白、还原血红蛋白和细胞色素 c 的含量变化的实验结果，揭示了近红外光（700－1300 nm）在生物组织内较低的衰减率和用近红外光谱法无创监测组织血氧浓度的可行性。鉴于这一新的无创伤测量方法的极其诱人的应用前景，研究者们做了大量的动物的和人体的实验，从多方面验证了用近红外光谱法监测组织血氧浓度的临床意义。随后，英国 London 大学的 Delpy，美国 Duke 大学的 Jobsis，日本 Hokkaido 大学的 Tamura，Yamamoto，以及日本 Omron 公司的 Shiga 等从 Lambert-Beer 定律出发，通过模型、动物以及人体实验，提出来若干种由吸光度变化推算组织的血氧浓度变化量的演算公式。在测量装置的开发上出现了用普通发光管 LED 取代激光光源的便携式组织血氧计。然而，由于目前的方法只能给出血氧浓度的变化量或变化趋势，且缺乏通用性，所以都未能进入临床应用。

80 年代，Dähne 首次提出了应用近红外分光法进行人体血糖浓度的无创伤测量的方法。近 15 年以来，美国的 Futrex 公司、Bio-control 公司、New-mexico 大学、Iowa 大学、西德的 Medscience 公司、日本的三井金属、日立制作所和松下电器等公司都在这方面进行了不懈的研究。研究方法大体可分为两类，一是利用糖的水溶液模型进行的研究，如美国的 Iowa 大学 Gray W. Small 的研究组；另一类是直接测量人体并与抽血测量的结果进行相关比对，如美国的 IMI 公司等。糖的水溶液模型研究虽在精确测试葡萄糖的分子吸收系数上取得重要进展，但因模型太简单，与人体间的差别太大而难以作为参考。而人体实验虽然可直接验证方法的有效性，但作为归纳定量方法基础的 Lambert-Beer 定律实际上并不适用于具有强散射特性的人体组织，因此测量的结果难以解释，且不具有通用性与重复性。从检测生物组织化学成份的角度来看，组织血氧浓度同血糖检测面临类似的问题。但是，由于血糖的吸收引起的吸光度变化信号比水分引起的吸光度变化信号要弱得多，目前，血糖的无创光检测技术的研究更多地集中于如何提高测量精度以检出由血糖含量变化引起的光信号的变化来。所以，尽管由于潜在的巨大经济利益，一些世界上著名大公司在过去的 20 年间投入了大量的资金进行开发，血糖的无创检测距离实际应用还有一段更长的路要走。相对说来，血液其他成份的无创检测的经济价值要低一点，但难度却更大（由于相对含量低和吸收光谱重叠），国外的相关研究很少，主要集中在血乳酸、激素等成份

的测量。而国内就几乎没人进行研究)。由于个体的差异和光谱重叠、测量条件(测量位置、环境温度和压力),即使是国际上已投入巨大人力和财力进行研究的组织血氧和血糖的测量仍然未进入临床实用(仅有脉搏血氧、即动脉血氧已普遍进入临床使用和发挥极其重要的作用),更不用说血液其他成份的无创检测。

中国专利公开号1271562,公开日2000年11月1日,名称是《无创伤自测血糖仪》的中国发明专利申请文件中公开了一种无创伤自测血糖仪,主要由红外光发射管构成的红外光源,通光路部分、光电探测转换器、电通路部分及显示部分构成。显然,采用单一波长的光源是不可能实现在体的无创动脉血糖含量测量的。

中国专利公开号1222063,公开日1999年7月07日,名称为《确定血糖浓度的光学方法和装置》的中国发明专利申请中公开了一种用于测量受试者的血糖浓度的方法和装置,其方法包括: a)提供一个光图案,该图案对第一视网膜系统比第二视网膜系统具有更大的刺激量,导致第一:第二的刺激比大于1,其中所说的光图案刺激随第一:第二的刺激比变化的主观视觉特征,和其中所说的第一视网膜系统和第二视网膜系统对所说的光图案的灵敏度随所说的受试者的血糖浓度变化; b)使所说的受试者观察所说光图案的所说的主观视觉特征;和 c)使所说的受试者的血糖浓度和所说的主观视觉特征相关。显然,该方法难以客观、定量地测量血糖含量。该专利申请文件中还公开了一种无创血糖测量仪。实现无创伤血糖测量有两种结构:(一)在现有血糖计连接一探头,探头内有氧电极、葡萄糖化酶,探头与气泵连接,将探头紧贴检测者手指,手指上渗出的组织液与葡萄糖化酶作用,血糖计即测得血糖浓度;(二)有一受控的激光器,红外光束经光栅、分光镜分成二束光,一束经手指到达斩波器,一束以参考池到达斩波器,斩波器分别将两束光送至红外接收器,红外接收器将信号送至微处理机,微处理机结合数据库进行运算,显示器显示测量结果。该发明专利申请通过皮肤渗出液的方法操作复杂、测量精度低、测量成份种类少、测量成本高。

显然,采用上述现有技术中检测装置操作复杂,测量精度低,测量成份种类少,测量成本高。

发明内容

为了克服上述现有技术中的不足,本发明提供了一种测量准确、操作方便,并可同时测量多种组织成份的方法及仪器。在本发明下述的描述中涉及到的差分光谱法,其概念是将两组在不同光路下测得的光谱幅值做差,所获得的已经在很大程度上消除了个体差异信息的光谱。另外,本发明描述中涉及到的时域分光法,其概念是指在通过分光器件,在时间域上进行分光,在不同的时刻产生不同波长的单色光。

为了解决上述的技术问题,本发明组织成份检测的变光路时域分光差分光谱仪采用的技术方案是,包括宽带光源、分光装置及其光路、光敏传感器、模拟检测通道、A/D转换模块、挤压装置、CPU及其外围电路;所述的宽带光源采用带宽在600～1300nm的可见光乃至近红外光;所述分光装置及其光路包括分光器件和与其相配套的光路器件;所述相配套的光路器件采用下述装置之一:聚光镜、狭缝、小孔;所述分光器件采用AOTF、滤光片或傅立叶分光光谱仪;若所述分光器采用AOTF,则光路中包括宽带光源、第一聚光镜、

AOTF 分光器件、被测人体组织、第二聚光镜和光敏传感器；所述 AOTF 的作用是将所述宽带光源的出射光进行聚焦和分光后入射到被测人体组织，并采集出射光，聚焦后输出光束；即，所述宽带光源的出射光经第一聚光镜成为平行光入射到 AOTF 晶体，在 CPU 的控制下，AOTF 晶体将平行光分时调制成不同波长的单色光入射到被测组织后经第二聚光镜将被测人体组织的出射光聚焦，由处于焦点处的光敏传感器进行光电变换；或若所述分光器采用滤光片时，则光路包括宽带光源、第一聚光镜、滤光片、被测人体组织、第二聚光镜和光敏传感器；所述滤光片的作用是将所述宽带光源的出射光进行聚焦和分光后入射到被测人体组织，并采集出射光，聚焦后输出光束；即，所述宽带光源的出射光经第一聚光镜成为平行光入射到滤光片，在 CPU 的控制下，滤光片将平行光分时调制成不同波长的单色光入射到被测人体组织后经第二聚光镜将被测人体组织的出射光聚焦，由处于焦点处的光敏传感器进行光电变换；或若所述分光器采用傅立叶分光光谱仪，则光路包括宽带光源、第一聚光镜、被测人体组织、第二聚光镜、傅立叶分光光谱仪和光敏传感器；所述傅立叶分光光谱仪的作用是将宽带光源的出射光聚焦后入射到被测人体组织，并采集出射光，聚焦和分光后输出多个单色光光束；即，所述宽带光源的出射光经过第一聚光镜成为平行光入射到被测人体组织，出射光经第二聚光镜送入傅立叶分光光谱仪，其输出的单色光由光敏传感器进行光电变换；由上述 A/D 转换后的信号经 CPU 处理获得第一组光谱；所述电磁挤压装置对被测人体组织进行施压改变光路长以获得第二组光谱；从所述第一和第二组光谱的差分光谱中得到组织成分中的主要成分的含量。

所述光敏传感器的作用是进行光电转换，所述光敏传感器采用下述装置之一：光敏管和砷镓铟光敏器件。所述模拟检测通道的作用是将光敏传感器的输出信号转换成与 A/D 转换模块匹配的电压信号，根据采用的检测方法不同，所述模拟检测通道包括光敏传感器、I/V 变换电路、隔直电路、模拟开关、滤波器、相敏检波电路、抗混叠滤波器和 A/D 转换电路，所述滤波器的中心频率根据波长切换频率设定，取每一波长由 AOTF 光波的出射频率。所述模拟检测通道中光敏传感器对信号进行光电转换后，通过 I/V 变换电路可达到一定幅值的电压输出，而且模拟开关的通道数及模拟检测通道的数目，与所采用的经过分光器件分光后的特征光波长数目一致；模拟开关的切换与分光器件的波长切换同步动作，由此将不同波长入射光产生的光电信号分别传输到相应的模拟检测通道中；每一模拟检测通道具有相同的转换模块，包括滤波电路模块、放大电路模块，其输出是对应于某一波长入射光，经过模拟开关调制的高频电压信号；所述相敏检波电路将对应于光强的信号检出，通过模拟开关切换到 A/D 转换电路，转换成数字信号，供 CPU 进行后期处理。所述 A/D 转换模块的作用是将模拟电压信号转换成数字信号，并传递给所述的 CPU；所述 A/D 转换模块包括 A/D 转换器件及其接口电路；或所述 A/D 转换模块集成在 CPU 电路中。所述 CPU 及其外围电路包括 CPU 芯片及其最小扩展系统、接口电路、输出电路及装置、人机对话模块、控制电路；所述 CPU 及其外围电路的作用是接受所述 A/D 转换模块传递来的数字信号，并进行后期处理和必要的输出，同时对系统进行总体控制和人机对话过程。

本发明中，用于组织成份检测的变光路时域分光差分的测量方法包括以下步骤：第一步骤，连接好包括宽带光源、分光装置及其光路、光敏传感器、模拟检测通道、A/D 转换模块、CPU 及其外围电路所组成的用于组织成份检测的变光路时域分光差分光谱仪；所

述宽带光源采用带宽在 600～1300nm 的可见光乃至近红外光；第二步骤，将被测人体组织以自由状态置于所述光路中；第三步骤，根据光路中所采用的分光器件是 AOTF，或滤光镜，或傅立叶分光光谱仪不同，对入射光的处理过程是下述情形之一：当光路中的分光器件采用 AOTF 时，宽带光源的出射光经第一聚光镜进行聚焦和分光后，成为平行光入射到 AOTF 晶体，在 CPU 的控制下，AOTF 晶体将平行光分时调制成不同波长的单色光入射到被测组织上，采集所述出射光经第二聚光镜聚焦后输出光束；或当光路中的分光器件采用滤光片时，首先，将宽带光源的出射光经第一聚光镜进行聚焦和分光后，将单色光分时入射到被测人体组织，所述第二聚光镜采集通过被测人体组织的出射光聚焦后输出光束；或当光路中的分光器件采用傅立叶分光光谱仪时，首先，将宽带光源的出射光经第一聚光镜聚焦后入射到被测人体组织，其出射光经过第二聚光镜送入傅立叶分光光谱仪，所述傅立叶分光光谱仪对出射光进行采集、聚焦和分光，并输出多个单色光光束；所述光敏传感器对上述输出的光束进行光电变换；第四步骤，上述变换后的信号进入模拟检测通道，通过 I/V 变换电路达到一定幅值的电压输出；所述模拟开关的通道数及模拟检测通道的数目，与所采用的经过分光器件分光后的特征光波长数目一致；所述模拟开关的切换与分光器件的波长切换同步动作，由不同波长入射光所产生的光电信号分别传输到相应的模拟检测通道中；每一模拟检测通道具有相同的转换模块包括滤波电路模块和相敏检波电路模块，其输出是对应于某一波长入射光，经过模拟开关调制的高频电压信号；相敏检波电路将光谱信号检出，由此，完成分时采集不同模拟检测通道的输出信号，并通过模拟开关切换到 A/D 转换电路，转换成数字信号；第五步骤，将上述 A/D 转换的数字信号送入 CPU 进行处理，首先，将表征不同波长差分光谱的数据分离，即将源自于分光器件同一波长出射光的信号，组合在一起，形成与该波长相对应的光电信号描记序列。其次，提取每组信号的幅值，从而获得一组光谱；第六步骤，应用电磁挤压装置向被测人体组织施加压力，以改变光路长，然后，重复上述第三、第四和第五步骤过程，即可检测出被测人体组织的另一组吸收光谱；第七步骤，将上述两组光谱相减获得差分光谱；然后，通过化学计量方法，从差分光谱中计算得出被测人体动脉血液中的主要成分的含量。

与现有技术相比，本发明组织成份检测的变光路时域分光差分光谱仪及检测方法的有益效果是：由于本发明的差分光谱仪采用差分检测方法，能够大大削减个体差异影响。因此，其测量准确、操作方便，并可同时测量多种组织成份。

附图说明

图 1 是本发明差分光谱测量仪器的结构框图；

图 2 是本发明差分光谱测量仪器中采用 AOTF 时的光路示意图；

图 3 是本发明差分光谱测量仪器中采用滤光片时的光路示意图；

图 4 是本发明差分光谱测量仪器中采用傅立叶分光光谱仪时的光路示意图；

图 5 是本发明差分光谱测量仪器的电气框图；

图 6 是用本发明差分光谱测量仪器进行测量时的工作流程图。

下面是本发明说明书附图中主要附图标记的说明。

1——宽带光源　　2——分光装置及其光路

3——光敏传感器
4——模拟检测通道
5——A/D 转换模块
6——CPU
7——第一聚光镜
8——AOTF 分光器件
9——被测人体组织
10——第二聚光镜
11——傅立叶分光光谱仪
13——隔直电路
15——滤光片
16——I/V 变换电路
17——模拟开关
19——滤波器
21——A/D 转换器
22——挤压装置
25——相敏检波电路
31——抗混叠滤波器

具体实施方式

下面结合附图对本发明用于组织成份检测的变光路时域分光差分光谱仪及检测方法做进一步详细说明。

如图 1 至图 5 所示，本发明用于组织成份检测的变光路时域分光差分光谱仪，包括宽带光源 1、分光装置及其光路 2、光敏传感器 3、模拟检测通道 4、A/D 转换模块 5、挤压装置 22、CPU6 及其外围电路；所述的宽带光源 1 采用带宽在 600～1300nm 的可见光乃至近红外光；所述分光装置及其光路 2 包括分光器件和与其相配套的光路器件；所述相配套的光路器件可以采用聚光镜，还可以采用狭缝或小孔；所述分光器件采用 AOTF8，还可以滤光片 15 或傅立叶分光光谱仪 11；若所述分光器采用 AOTF8，则光路中包括宽带光源 1、第一聚光镜 7、AOTF 分光器件 8、被测人体组织 9、第二聚光镜 10 和光敏传感器 3；所述 AOTF8 的作用是将所述宽带光源 1 的出射光进行聚焦和分光后入射到被测人体组织 9，并采集出射光，聚焦后输出光束；即，所述宽带光源 1 的出射光经第一聚光镜 7 成为平行光入射到 AOTF 晶体，在 CPU6 的控制下，AOTF 晶体将平行光分时调制成不同波长的单色光入射到被测组织 9 后经第二聚光镜 10 将被测人体组织 9 的出射光聚焦，由处于焦点处的光敏传感器 3 进行光电变换；或若所述分光器采用滤光片 15 时，则光路包括宽带光源 1、第一聚光镜 7、滤光片 15、被测人体组织 9、第二聚光镜 10 和光敏传感器 3；所述滤光片 15 的作用是将所述宽带光源 1 的出射光进行聚焦和分光后入射到被测人体组织 9，并采集出射光，聚焦后输出光束；即，所述宽带光源 1 的出射光经第一聚光镜 7 成为平行光入射到滤光片 15，在 CPU6 的控制下，滤光片 15 将平行光分时调制成不同波长的单色光入射到被测人体组织 9 后经第二聚光镜 10 将被测人体组织 9 的出射光聚焦，由处于焦点处的光敏传感器 3 进行光电变换；或若所述分光器采用傅立叶分光光谱仪 11，则光路包括宽带光源 1、第一聚光镜 7、被测人体组织 9、第二聚光镜 10、傅立叶分光光谱仪 11 和光敏器件 3；所述傅立叶分光光谱仪 11 的作用是将宽带光源 1 的出射光聚焦后入射到被测人体组织 9，并采集出射光，聚焦和分光后输出多个单色光光束；即，所述宽带光源 1 的出射光经过第一聚光镜 7 成为平行光入射到被测人体组织 9，出射光经第二聚光镜 10 送入傅立叶分光光谱仪 11，其输出的单色光由光敏传感器 3 进行光电变换；

由上述 A/D 转换后的信号经 CPU6 处理获得第一组光谱；所述电磁挤压装置 22 对被测人体组织 9 进行施压改变光路长以获得第二组光谱；从所述第一和第二组光谱的差分光

谱中得到组织成分中的主要成分的含量。

所述光敏传感器 3 的作用是进行光电转换，所述光敏传感器 3 可以采用光敏管，还可以采用砷镓铟光敏器件。

所述模拟检测通道 4 的作用是将光敏传感器 3 的输出信号转换成与 A/D 转换模块 5 匹配的电压信号，根据采用的检测方法不同，所述模拟检测通道 4 包括光敏传感器 3、I/V 变换电路 16、隔直电路 13、模拟开关 17、滤波器 19、相敏检波电路 25、抗混叠滤波器 31 和 A/D 转换器 21，所述滤波器 19 的中心频率根据波长切换频率设定，取每一波长由 AOTF 光波的出射频率。

所述模拟检测通道 4 中光敏传感器 3 对信号进行光电转换后，通过 I/V 变换电路 16 可达到一定幅值的电压输出，而且模拟开关 17 的通道数及模拟检测通道 4 的数目，与所采用的经过分光器件分光后的特征光波长数目一致；模拟开关 17 的切换与分光器件的波长切换同步动作，由此将不同波长入射光产生的光电信号分别传输到相应的模拟检测通道 4 中；每一模拟检测通道 4 具有相同的转换模块，包括滤波电路模块、放大电路模块，其输出是对应于某一波长入射光，经过模拟开关 17 调制的高频电压信号；所述相敏检波电路 25 将对应于光强的信号检出，通过模拟开关 17 切换到 A/D 转换电路 21，转换成数字信号，供 CPU6 进行后期处理。

所述 A/D 转换模块 5 的作用是将模拟电压信号转换成数字信号，并传递给所述的 CPU6；所述 A/D 转换模块 5 包括 A/D 转换器件及其接口电路；或所述 A/D 转换模块 5 集成在 CPU 电路中。

所述 CPU6 及其外围电路包括 CPU 芯片及其最小扩展系统、接口电路、输出电路及装置、人机对话模块、控制电路；所述 CPU6 及其外围电路的作用是接受所述 A/D 转换模块 5 传递来的数字信号，并进行后期处理和必要的输出，同时对系统进行总体控制和人机对话过程。

本发明用于组织成份检测的变光路时域分光差分光谱仪的工作流程如图 1 和图 6 所示，由宽带光源 1 发出所需波长的光，经过第一聚光镜 7 聚焦 102，由分光器件进行时域分光后入射到被测人体组织 103，由所述光敏传感器 3 接收出射光并转换成电信号 104，然后，经模拟检测通道 4 中的电路部分进行转换，即，经模拟开关送入相应的模拟检测通道 105，用相应的模拟检测通道实现信号变换 106；由 A/D 转换模块 5 对各模拟检测通道的光电脉搏波进行 A/D 转换，将其转换成数字信号 107。A/D 转换的结果将由以 CPU 为核心的数据处理系统进行后期处理。即，首先，将表征不同差分脉搏波的数据分离，产生脉搏波描记数列 108，如果采用 n 个特征波长，则第 mn+i(i=1,2,……,n；m=0,1,2,……)个数据共同表征第 i 个特征波长对应的光谱信息；其次，提取每个波形的特征波幅值作为对应于每个入射光波长的光谱幅值，即可获得第一组光谱，在提取光谱幅值时，可根据所获得的数据提取脉搏信号的峰峰值或交流成份的基波分量幅值作为光谱的特征幅值，亦可提取吸收光谱的平均幅值作为光谱的特征幅值 109。应用电磁挤压装置 22 对被测人体组织 9 进行施压，以改变光路长，然后重复上述过程，以获得第二组光谱 110；将上述两组光谱相减，获得差分光谱 111；获得差分光谱后，采用化学计量方法从差分光谱中计算得到组织中的主要成份的含量 112。

本发明用于组织成份检测的变光路时域分光差分光谱仪的检测方法包括以下步骤：

第一步骤，连接好包括宽带光源 1、分光装置及其光路 2、光敏传感器 3、模拟检测通道 4、A/D 转换模块 5、CPU 及其外围电路 6 所组成的用于组织成份检测的变光路时域分光差分光谱仪；所述宽带光源 1 采用带宽在 600～1300nm 的可见光乃至近红外光；

第二步骤，将被测人体组织 9 以自由状态置于所述光路中；

第三步骤，根据光路中所采用的分光器件是 AOTF，或滤光镜，或傅立叶分光光谱仪不同，对入射光的处理过程是下述情形之一：

当光路中的分光器件采用 AOTF8 时，宽带光源 1 的出射光经第一聚光镜 7 进行聚焦和分光后，成为平行光入射到 AOTF 晶体，在 CPU6 的控制下，AOTF 晶体将平行光分时调制成不同波长的单色光入射到被测组织 9 上，采集所述出射光经第二聚光镜 10 聚焦后输出光束；或

当光路中的分光器件采用滤光片 15 时，首先，将宽带光源 1 的出射光经第一聚光镜 7 进行聚焦和分光后，将单色光分时入射到被测人体组织 9，所述第二聚光镜 10 采集通过被测人体组织 9 的出射光聚焦后输出光束；或

当光路中的分光器件采用傅立叶分光光谱仪 11 时，首先，将宽带光源 1 的出射光经第一聚光镜 7 聚焦后入射到被测人体组织 9，其出射光经过第二聚光镜 10 送入傅立叶分光光谱仪 11，所述傅立叶分光光谱仪 11 对出射光进行采集、聚焦和分光，并输出多个单色光光束；

所述光敏传感器 3 对上述输出的光束进行光电变换；

第四步骤，上述变换后的信号进入模拟检测通道 4，通过 I/V 变换电路 16 达到一定幅值的电压输出；所述模拟开关 17 的通道数及模拟检测通道 4 的数目，与所采用的经过分光器件分光后的特征光波长数目一致；所述模拟开关 17 的切换与分光器件的波长切换同步动作，由不同波长入射光所产生的光电信号分别传输到相应的模拟检测 通道 4 中；每一模拟检测通道 4 具有相同的转换模块包括滤波电路模块和相敏检波电路模块，其输出是对应于某一波长入射光，经过模拟开关 17 调制的高频电压信号；相敏检波电路 25 将光谱信号检出，由此，完成分时采集不同模拟检测通道 4 的输出信号，并通过模拟开关 17 切换到 A/D 转换电路 21，转换成数字信号；

第五步骤，将上述 A/D 转换的数字信号送入 CPU6 进行处理，首先，将表征不同波长差分光谱的数据分离，即将源自于分光器件同一波长出射光的信号，组合在一起，形成与该波长相对应的光电信号描记序列。其次，提取每组信号的幅值，从而获得一组光谱；

第六步骤，应用电磁挤压装置 22 向被测人体组织 9 施加压力，以改变光路长，然后，重复上述第三、第四和第五步骤过程，即可检测出被测人体组织 9 的另一组吸收光谱；

第七步骤，将上述两组光谱相减获得差分光谱；然后，通过化学计量方法，从差分光谱中计算得出被测人体动脉血液中的主要成分的含量。

尽管上面结合附图对本发明进行了描述，但是本发明并不局限于上述的具体实施方式，上述的具体实施方式仅仅是示意性的，而不是限制性的，本领域的普通技术人员在本发明的启示下，在不脱离本发明宗旨和权利要求所保护的范围情况下，还可以作出很多变形，这些均属于本发明的保护之内。

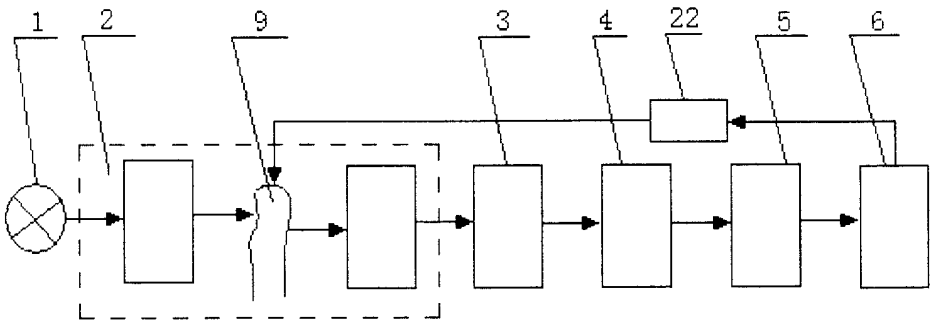


图1

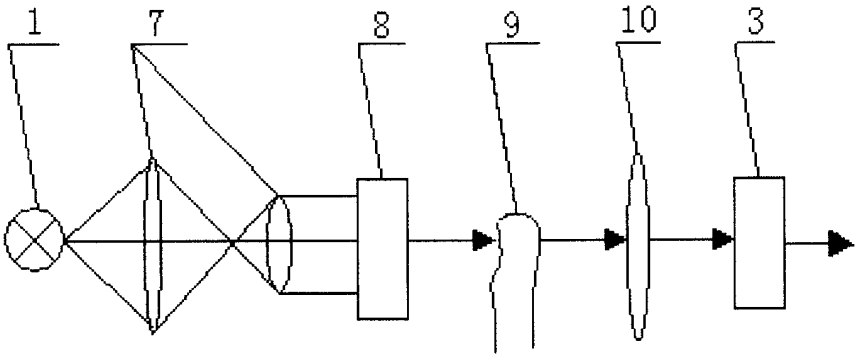


图2

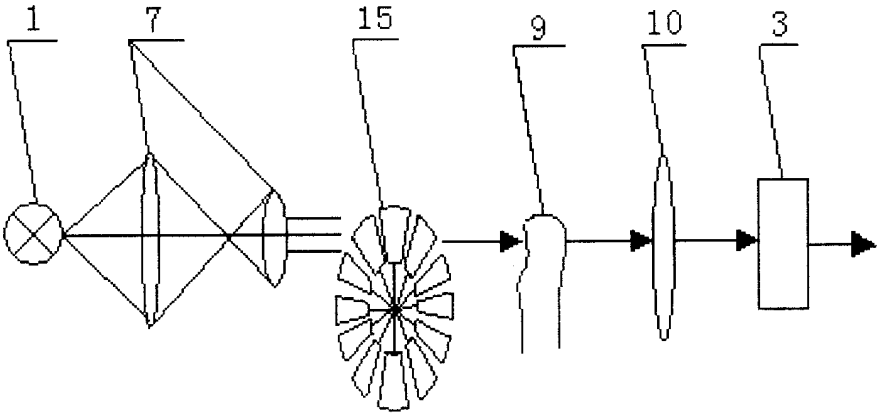


图3

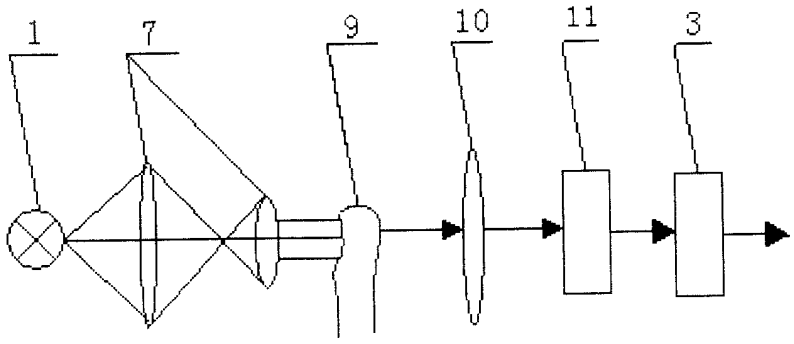

1
7
9
10
11
3

图4

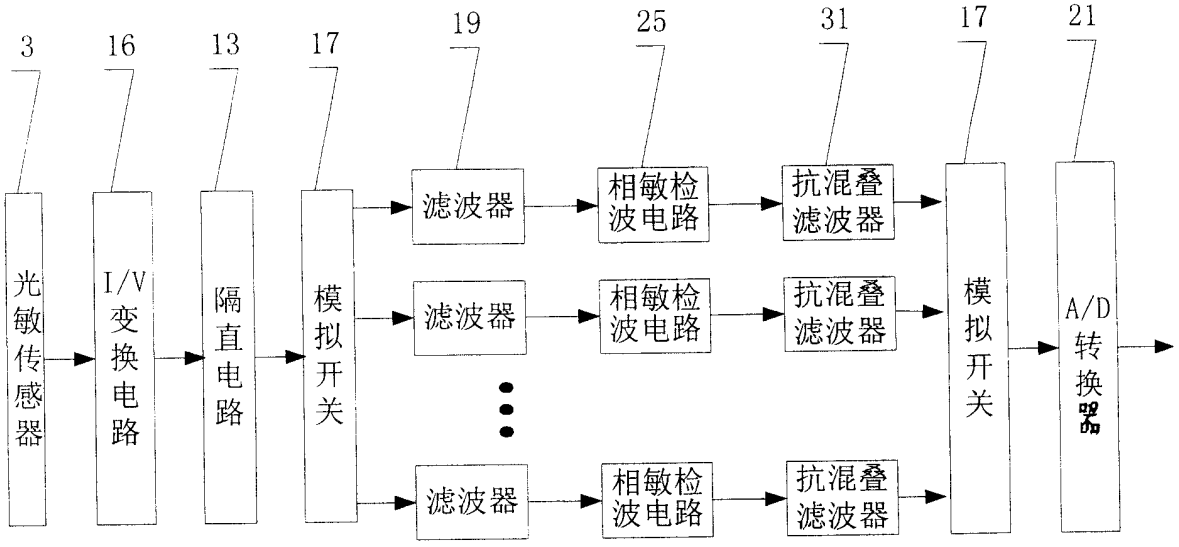

3
16
13
17
19
25
31
17
21
光敏传感器
I/V变换电路
隔直电路
模拟开关
滤波器
滤波器
滤波器
相敏检波电路
相敏检波电路
相敏检波电路
抗混叠滤波器
抗混叠滤波器
抗混叠滤波器
模拟开关
A/D转换器

图5

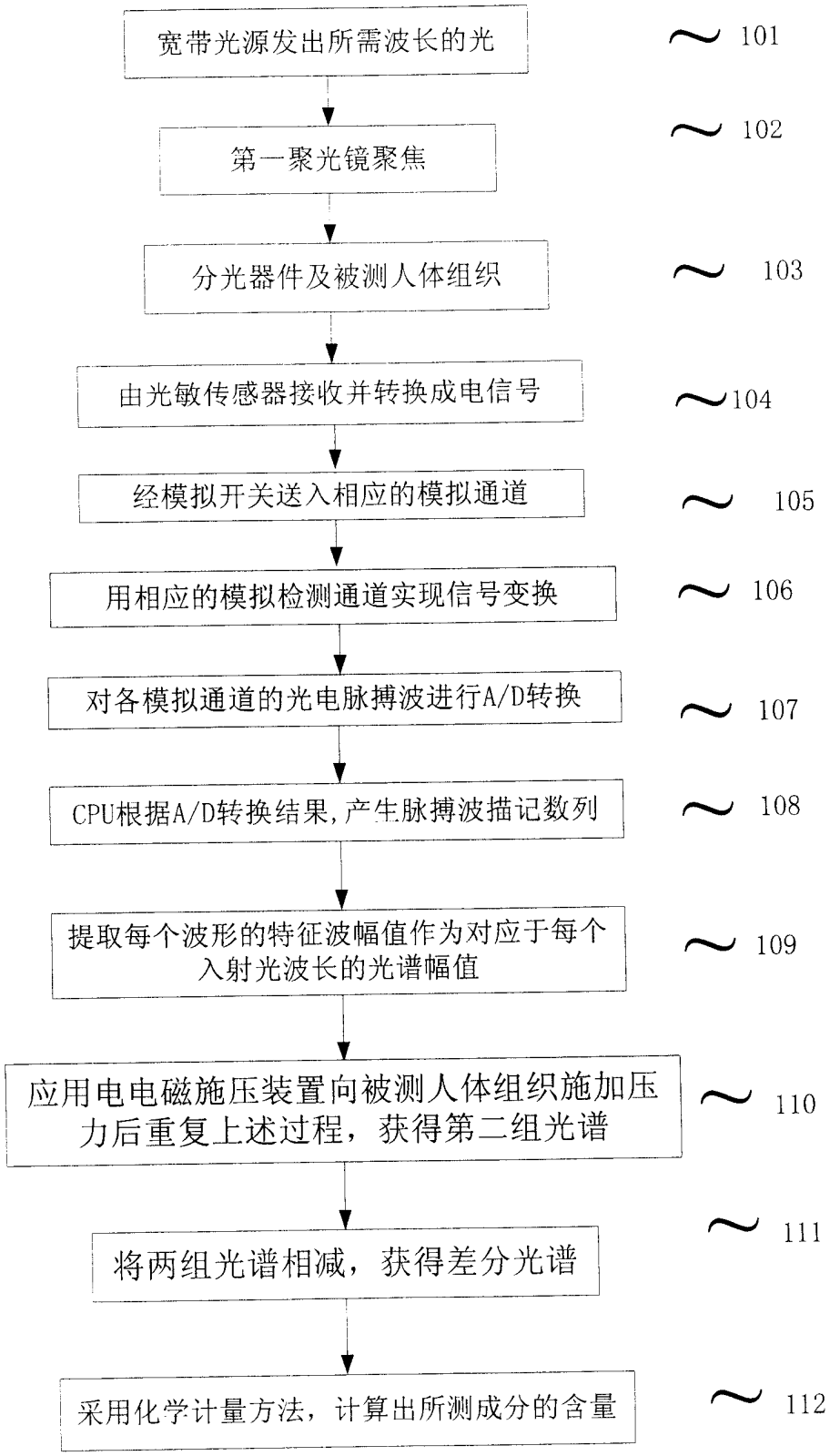

宽带光源发出所需波长的光
101
第一聚光镜聚焦
102
分光器件及被测人体组织
103
由光敏传感器接收并转换成电信号
104
经模拟开关送入相应的模拟通道
105
用相应的模拟检测通道实现信号变换
106
对各模拟通道的光电脉搏波进行A/D转换
107
CPU根据A/D转换结果,产生脉搏波描记数列
108
提取每个波形的特征波幅值作为对应于每个入射光波长的光谱幅值
109
应用电电磁施压装置向被测人体组织施加压力后重复上述过程，获得第二组光谱
110
将两组光谱相减，获得差分光谱
111
采用化学计量方法，计算出所测成分的含量
112

图6